f限要素法による人体頸椎の傷害解析

 mill · 展望

 Analysis of Injury of Human Cervical Spine Using Finite Element

 Method

Katsuya Furusu

要

旨

近年,自動車後突時のむち打ち症が注目されて きており,むち打ち症の低減が重要な課題となっ てきている。そこで本稿では,人体頸椎の有限要 素法モデルを開発し,それを既存のハイブリッド IIIダミーモデルに組み込み(以下,頸椎ダミー), 後突時のむち打ち傷害のメカニズムを検討したの で報告する。

頸椎ダミーを用いて,およそ12.5km/hの速度変 化で追突された場合の挙動に関して,ヘッドレス ト(以下,H/R)の位置,エネルギー吸収,荷重- 変形特性の3種をパラメータとした計18種のケー スの計算を実施した。

その結果,以下の結論を得た;1) 頸椎の前後方 向の剪断応力が,椎間板の傷害と相関性が高いこ とがわかった,2) 上記の剪断応力は,従来からダ ミーを用いて計測可能な測定値と相関性が高いこ とを明確にした,3) 3つのパラメータの中で,上 記剪断応力への影響が最も大きいのは,H/R位置 であることが判明した。

Abstract

Recently, whiplash injuries suffered by rear-end impacts of vehicles have become serious problems. In this study, the finite element model of human cervical spine, including vertebrae, intervertebral discs, ligaments, and cartilages, has been developed and incorporated into Hybrid III dummy model. Also, the whiplash injury mechanism and the correlation of measurable values with dummies have been investigated. The behavior of this finite element model was simulated in 18 cases with the rear-end impact velocity of about 12.5 km/h, varying three parameters of the anteroposterior position, energy absorption ratio, and spring force property of the head restraint. The results indicate that 1) the shear stress along the anteroposterior axis is most correlated with disc injuries, that 2) the measurable values correlate the shear stress, and that 3) the head restraint position has the greatest effect on this shear stress of the three parameters.

キーワード 有限要素法(FEM), 頸椎, むち打ち傷害, 衝突, ダミー, シート, ヘッドレスト

54

1.まえがき

近年,自動車後突時の乗員の頸部傷害,特にいわゆるむち打ち症が注目されてきており,むち打ち症の低減が自動車のシート設計においても重要な課題となってきている。

医学的には,むち打ち症とは,他覚的な所見は 明確でないが,患者が症状を訴える傷害の総称で ある。他覚的に傷害が認められれば,それは通常, 頸椎損傷や頸椎捻挫等に類別される。一般に,軟 らかい組織ほど損傷が発生しやすいとされてお り,特に椎間板は他の組織と異なり,発生した損 傷が修復されず恒久的な傷害となりやすい。また, 特に低速度での後突によるむち打ち傷害発生時に は,頸椎中位で損傷が起きやすいと言われている。 以上のような医学的な統計や知見から,頸椎のど の部位にむち打ち傷害が発生しやすいかを推定す ることは可能である^{1~3})。

むち打ち傷害解析のための試験は,過去に数多 く報告されている。古くは, Severyら⁴⁾が, 生体 を利用した後突試験を実施し、典型的な頭部の加 速度応答を報告した。その他に,Szaboら⁵)は, ボランティア被験者を利用して,背骨の最小傷害 耐性を求めるために,16km/hでの後突時の自動車 乗員の挙動を計測した。McConnellら⁶)は,ボラ ンティア被験者により,最大10.9km/hの速度変化 に対する人間の頭頸部挙動を計測した。過伸展 (後方へのそり動作)が生じなくてもむち打ち症 の兆候があり,また8km/h以上の速度変化によっ て,頸椎に傷害が起こりやすいと結論付けている。 Svenssonら⁷)は,豚の頸部を伸展屈曲させ,その 際の脊柱管内の圧力を計測した。そして, 頸部の 変形よりはむしろ,この圧力変動が,神経節の傷 害をもたらし,むち打ち傷害の要因の可能性があ るとしている。Scottら⁸⁾は,最大8km/hの速度変 化の後突試験で,ハイブリッドIIIダミーとボラン ティアとの頭頸部の挙動の比較を行った。その結 果,基本的な挙動は似ているが,人間の方が複雑 な挙動を示すため, ハイブリッド川の計測結果か ら,むち打ち傷害を予測することには,注意が必 要としている。松下ら^{9,10)}は,ボランティアに よる台上試験において,後突時の人間の挙動をX

線連続写真により,解析した。以上の試験は,事 故発生時の人間の挙動を把握するために非常に重 要であり,計算モデルの検証の参照としても有用 である。しかし,このようなボランティアによる 試験は,損傷を生じない範囲という制限があり, むち打ち傷害が発現する閾値を明確にするための 試験を,生きた人間に対して行うことは極めて難 しく,社会的にも許されていない。またこのよう な試験だけでは,傷害の発生メカニズムや組織内 部に発生する力を明確に把握することも難しい。

傷害の閾値を含む人体の機械的特性の計測に関 しても、多くの報告がある。Mertzら¹¹⁾は、多数 のボランティアと屍体とを利用し、後頭顆(頭蓋 骨の付け根)におけるモーメントと頭部回転角度 について、頸部の応答特性範囲の包絡線を決定し、 耐性レベルを求めた。Panjabiら¹²⁾は、屍体の脊 椎の一部を取り出し、様々な形態の静的荷重を与 え、破壊の閾値を実験的に求めた。Yamada¹³⁾は、 人体の各組織の機械的特性に関する数多くの計測 結果をまとめた。これらの結果は、ハイブリッド IIIに代表される人体模擬装置や、人体の計算モデ ルの開発に有用である。しかし、このような試験 で得られた屍体に関する結果と生きた人間が痛み を感じる力の程度とは、必ずしも一致していな い。

試験で得られない情報を得るための手段とし て,計算シミュレーションを利用することができ, これは2つに類別される。第1はMcKenzieら¹⁴⁾に 代表されるばね質量系の数学的なモデルである。 松下ら¹⁵⁾は,前述のX線写真の結果を基に,数 学的モデルによる頸椎内部応力のシミュレーショ ンを実施した。Merillら¹⁶⁾も数学的モデルを構築 し,ボランティア試験との比較を行ったが,ばね 質量系モデルでは関節部のモデル化が難しいと結 論している。数学的モデルを利用しても,挙動の シミュレーションは可能であるが,通常,内部応 力状態を知ることは難しい。

上で述べたようなばね質量系の問題点を補い, 傷害発生の解明のために,人体に代わり有限要素 法(FEM)モデルを用いることは,非常に有用で あると言える。Kleinberger¹⁷⁾は,頸部の傷害を 解析するために,頸椎のFEMモデルを開発した。 このモデルは,軸方向の圧縮荷重に対しては良好 な結果が得られたが,前方向曲げ運動は,人体と 大きな差があった。Dauvilliersら¹⁸⁾も,頸椎の FEMモデルを開発し,ボランティア試験と比較検 証を実施した。Nitche¹⁹⁾も頸椎のFEMモデルを 開発し,前側衝突,側方衝突,頸椎軸方向の圧縮 挙動に関する検証を実施している。しかし,いず れも,前突,側突や,軸方向圧縮により,FEMモ デルを検証するのみにとどまっており,後突時の 頸椎傷害に関する解析までは踏み込んでいない。

むち打ち傷害低減のためのシートの解析例とし て,Svenssonら²⁰⁾の研究がある。しかし,この 例に代表されるように,シート設計のための開 発・実験等は,現状はダミーが用いられており, 人体にとって有効なシート設計であるかどうかの 疑念が残る。

以上の過去の研究例を踏まえ,本稿では,FEM による人体頸椎の傷害解析について述べる。既存 のハイブリッドIIIダミーのFEMモデルに,人体 頸椎のFEMモデルを組み込み,後突計算用に人 体頸椎付きダミーモデル(以下,頸椎ダミー)を 開発した。さらに,そのモデルを利用し,ヘッド レストの特性をパラメータとして,数ケースの後 突計算を実施し,むち打ち傷害のメカニズムを検 討した。特に,上記の医学的知見等に基づき,頸 椎中位の椎間板に着目して,解析を実施した。

2. 有限要素法 (FEM) 計算

2.1 FEMモデル

人体頸椎単体のFEMモデルをFig. 1に示す。後 突時挙動が妥当なものとなるように,この頸椎モ デルを改良し,検証した後,既存のハイブリッド IIIダミーのモデルの首部と置換する。頸椎単体の 検証は,過去のボランティア試験における頸椎挙 動と比較して行った^{5,14}。

このようにして開発されたハイブリッドIIIダミ ーモデル(以下,頸椎ダミー)をFig.2に示す。 また,それぞれに含まれる要素数,節点数等を Table 1に示す。後突計算の解析コードとして, FEM衝突解析プログラムであるPAM-CRASHを利 用した。

今回の検討に用いたシートは,簡易的なモデル

とした。すなわち,シートバック(以下S/B),シ ートクッション(以下S/C),ヘッドレスト(以下



Fig. 1 Finite element model of human cervical spine.



Fig. 2 Complete FE model of Hybrid III dummy with human cervical spine (CS dummy).

Table 1 The number of nodes, elements, and contactsurfaces in human cervical spine complex andCS dummy.

	Cervical spine	CS dummy	
Node	3417	9382	
Solid	1852	2931	
Shell		4038	
Bar		7	
Membrane	86	86	
Contact surface	24	28	

55

豊田中央研究所 R&D レビュー Vol. 33 No. 1 (1998. 3)

H/R)はそれぞれ,1つのシェル要素で表し,それ ぞれに接触面を定義した。また,H/RとS/Bに関 しては,荷重-変形特性(各シェル要素面への貫 通量に比例したシェル要素面からの反発力特性, 以下,F-S特性)を定義した。

2.2 計算解析条件

本稿では, Fig. 2に示す頸椎ダミーをシートに 座らせて,低速度で追突を受けた場合の頸椎の挙 動を解析し,むち打ち傷害発生のメカニズムを検 討した。追突による加速度の入力は,シート及び フロア, H/Rに, Fig. 3に示す加速度を与えるこ とで表現した。なお,この波形は,スレッド上に 設置されたシートに,ダミーを座らせた後突実験 の際に計測されたスレッド加速度であり,正の値 が前向きを表している。この実験は一般の小型車 で,12.5km/hの速度変化が生じる追突に相当する ものであり,実験に用いたシートは市販車に用い られているものである。シートは,実際には計測 中に変形するが,本稿での計算では,Fig.2に示 すように簡易的なものであるため,S/BやS/C, H/R及びフロア等は変形しないものとし,それら の特性を接触面の定義のみで代表させた。したが って,シートバックやヒンジの剛性を考慮できな ι١.

パラメータとした特性は,H/Rの位置,エネル ギー吸収,F-S特性である。Table 2に各特性値を 示す。また,Fig.4にH/RのF-S特性を示す。図中, 横軸が貫通量で,縦軸が発生する力を表している。 Table 2で記されているH/Rの基本位置は,前述し たダミーによる実験と,人体頸椎を組み込んでい ないFEMダミーモデルの計算とを比較して,H/R に接触する時刻を一致させるように決定した位置 である。したがって,形状的に正確な位置ではな いことに注意されたい。また,F-S特性の基本特 性も同様に決定された曲線である。0.8倍特性及 び0.6倍特性というのは,0.035m付近でのおおよ その倍率を言い表したもので,便宜的な名称であ る。エネルギー吸収は,H/RのF-S特性のヒステ リシスによるエネルギー吸収量を百分率で表した 値である。表中,各特性値の[]内に示しているの は,簡易表記のために用いた記号である。

S/BのF-S特性も,胸部にかかる加速度が実験と 一致するように決定した曲線である。

Table 2に示すパラメータを組み合わせて,合計 18通りの計算を実行した。その各計算ケースを表 す記号と用いたパラメータの関係をTable 3に示 す。

FEMによる計算の場合,ばね-質量モデルでの 解析に比べ,様々な部位,組織でのより多くの情 報が得られる。このため逆に,どの部位のどのよ うな情報を検討対象とすべきか決定することが難

Fable 2 Parameter of H/R prop	berty
---------------------------------------	-------

Position	Spring force property	Energy absorption ratio
base position [1]	base prop. [B]	0% [0]
25mm fwd [m]	0.8 times [C]	80% [8]
55mm fwd [n]	0.6 times [D]	



Fig. 3 Input acceleration to seat.



Fig. 4 Spring force property of H/R.

しい。本稿では,検討対象とした部位を,医学的 な統計上,むち打ち傷害が起きやすいとされてい る椎間板とした。計算により出力される様々な情 報のうち,剪断応力,軸方向垂直応力,及び最大 主応力の3つを傷害発生の判断基準の候補として 検討した。

3. 結果

3.1 計算結果

Table 3に示す計算ケースのうち基本特性である IBOの計算ケース(H/R位置=基本位置,F-S特性= 基本特性,エネルギー吸収0%)の結果を示す。 その変数の定義をFig.5に示す。Fig.6は,脊椎 (背骨)に対する頸椎の相対伸展角度を示す。角 度を決めるための頸椎軸は,C7下部と頭部重心 を結ぶ線であり,脊椎軸はダミーのSTEEL SPINE の外形に沿った線である。この2つの軸のなす初 期角度をゼロとして,頭部が後ろに反りかえるよ うになる場合の角度を正として伸展角度を示して

 Table 3 List of H/R property of all parameter study cases.

symbol	Position	S.F.P.	E.A.R.
1B0	base	base	0%
1B8	base	base	80%
1C0	base	0.8	0%
1C8	base	0.8	80%
1D0	base	0.6	0%
1D8	base	0.6	80%
mB0	25mm	base	0%
mB8	25mm	base	80%
mC0	25mm	0.8	0%
mC8	25mm	0.8	80%
mD0	25mm	0.6	0%
mD8	25mm	0.6	80%
nB0	55mm	base	0%
nB8	55mm	base	80%
nC0	55mm	0.8	0%
nC8	55mm	0.8	80%
nD0	55mm	0.6	0%
nD8	55mm	0.6	80%

いる。Fig.7は,胸部重心に対する頭部重心のx軸 方向(前後方向)の相対変位である。伸展角度と 同じく,初期の差をゼロとして示している。Fig.8



Fig. 5 Definition of various variables.



Fig. 6 Relative extension angle of cervical spine.



Fig. 7 Relative displacements between COG of head and chest.

は,頸椎上部と頸椎下部とにかかる前後回転の曲 げモーメントである。頸椎上部のモーメントとは, 頭蓋骨とC1を結合するジョイントにかかるモー メントを意味し,頸椎下部は頸椎最下部C7と胸 椎最上部(ダミーのNECK BRACKET)を結合す るジョイントのモーメントである。Fig.9は,頭 部重心と胸部重心の前向きの加速度を示す。Fig. 10は,C4-C5間椎間板の前側の要素にかかる水平 面内前後方向の剪断応力(すなわち,応力のzx成 分,以下zx剪断応力と記す)を示す。同様に, Fig.11は,同要素の頸椎軸方向の垂直応力(以下, z軸垂直応力),Fig.12は最大主応力を示す。Fig. 6~Fig.12の横軸はすべて時間である。Fig.13及



Fig. 8 Moment about y-axis at upper and lower ends of cervical spine.



Fig. 9 Accelerations along x-axis at COG of head and chest.

豊田中央研究所 R&D レビュー Vol. 33 No. 1 (1998.3)

びFig. 14は, zx剪断応力が最大となるあたりの 時間のzx剪断応力分布を示す。Fig. 13は頸椎全体 を示しており, Fig. 14は椎間板のみを示したもの



Fig. 10 Zx-shear stress at an anterior element of intervertebral disc between C4 and C5.



Fig. 11 Z-normal stress at an anterior element of intervertebral disc between C4 and C5.



Fig. 12 Maximum principle stress at an anterior element of intervertebral disc between C4 and C5.

である。また, Fig. 15には, Fig. 13と同時刻の椎 間板のみのz軸垂直応力分布を示す。

3.2 考察

傷害発生の判断基準に利用する変数として,い くつかが候補に挙げられる。本稿では,最大主応 力,z軸垂直応力,及びzx剪断応力をその候補と し,傷害発生の判断基準としての適切さを考察す る。

Fig. 15からわかるように, z軸垂直応力に関し



Fig. 13 Deflection and zx-shear stress contribution of cervical spine at the time of maximum zx-shear stress (0.12sec).



Fig. 14 Deflection and zx-shear stress contribution of intervertebral discs at the time of maximum zx-shear stress (0.12sec).

ては,最下部(C6-C7間)の椎間板においてその 値が最大となっている。C4-C5辺りの椎間板で傷 害が多く発生しているという医学的な知見と異な っている。したがって,z軸垂直応力をいわゆる むち打ち傷害の発生基準とすることは不適切であ ると考えられる。また,応力の絶対値としては, zx剪断応力よりもz軸垂直応力の方が大きい。そ のため,最大主応力は,z軸垂直応力の影響がよ り大きくなっており,z軸垂直応力に近い分布を 示す。したがって,最大主応力を判断基準として 用いることも不適切である。zx剪断応力について みてみると, Fig. 14から, C4-C5間, C5-C6間が 高くなっていることがわかり,医学的な知見と矛 盾しない。したがって,zx剪断応力をむち打ち傷 害の発生基準として用いることは適切であると考 える。換言すれば,むち打ち傷害は主としてzx剪 断応力によって生じると考えることができる。

Yamada¹³⁾によると, 屍体における椎間板のね じりによる破断の剪断応力は,4.7MPaである。 屍体の破断値から類推して,生体が痛みを感じる 値はどのくらいであるを決定することは難しい。 頸椎上部モーメントに関しては, 屍体の破断値の 約半分の値が生体の傷害に関連づけられている過 去の例がある¹¹⁾。その考え方に準ずるならば, 椎間板の傷害の閾値を,4.7MPaのおよそ半分の 値の2.4MPaとすることができる。実際には,自 動車乗員の運転姿勢や傷害に対する耐性の個人差



Fig. 15 z-normal stress of intervertebral discs at 0.12sec.

等を詳細に調査した上で,生体の傷害発生の閾値 を定める必要があろう。

次に,従来からダミーを利用して計測されてい る頸椎伸展相対角度,頸椎下部モーメント,及び 頭部-胸部の相対変位と,このzx剪断応力との関 連を考察する。Fig. 16は,横軸にzx剪断応力の最 大値をとり,同一の計算ケースにおける上記3つ の変数の最大値を図示したものである。この図か ら,頸椎伸展相対角度,頸椎下部モーメント,及 び頭部-胸部の相対変位に関しては,zx剪断応力 とほぼ線形に近い単調な増減関係があることがわ かる。これに対し,過去に人体特性の評価に利用 されていた頸椎上部モーメント¹¹⁾は,zx剪断応 力と単調な増減関係となっていない。zx剪断応力 を計測できない場合,前者3つの計測値を用いて, 傷害の程度を見積もることは可能であることがわ かった。

H/Rに関する3つのパラメータと剪断応力に対 する影響を考察する。Fig. 17に,各計算ケースに おいて算出されたzx剪断応力の最大値をH/R位置 別に示す。これより,今回用いたパラメータの範 囲においては,H/R位置のみが大きく影響してお り,残りのF-S特性及びエネルギー吸収特性は, H/R位置の影響に比べると小さいことがわかっ た。H/R位置を,より前側に移動させること(頭 部に近づけること)が,むち打ち傷害の防止に有 効であることが多く報告されている。その理由は, H/Rを頭部に近づけることにより,胸部の応答に 対する頭部の応答遅れを小さくすることである。 本稿での解析により,頭部の応答遅れを小さくす ることが,むち打ち傷害の主因と考えられるzx剪 断応力の増大を防止することに有効であることが 明確となっている。ただし,本稿でのH/Rのモデ ルは簡易的なものであるので,後者2つの特性 (F-S特性とエネルギー吸収特性)の影響の有無に 関しては,H/R及びシートの詳細モデルを利用し て検討する必要があると思われる。

4.まとめ

人体頸椎FEMモデルを開発し,後突シミュレ ーション計算を行った。後突時のいわゆるむち打 ち傷害の発生メカニズムを検討した。その結果, 以下のことが明確となった。

(1) むち打ち傷害発生のメカニズムを考察した 結果,主として前後方向の(上の頭側が前にずれ る方向を正とした)剪断応力(zx剪断応力)が, 椎間板の傷害発生と相関性が高い。

(2) ダミーを利用して計測可能な頸椎相対伸展 角度,頸椎下部モーメント,及び頭部-胸部相対 変位の3つの測定値と,上記のzx剪断応力とは, 単調な正の増減関係があり,相関性が高い。

(3) H/R特性のうち,上記zx剪断応力に対する 影響が最も大きいのは,H/R位置である。

本稿で述べた頸椎ダミーは,むち打ち傷害の解





豊田中央研究所 R&D レビュー Vol. 33 No. 1 (1998.3)



Fig. 17 Maximum zx-shear stress for all simulation cases.

析評価のツールとして有効であると考えられる。 また,頸椎のみならず,人体全身のFEMモデル を開発し,シミュレーションを実施することによ り,ボランティアによる試験やダミーを用いた計 測に比べて多くの情報を得ることができ,衝突安 全に関してよりきめの細かい考察が可能となる。

謝辞

本解析を実施するにおいて,基となるFEMモ デルの使用を許諾して下さった日本イーエスアイ (株)に感謝する。また,計算解析の実施に,多大 な協力を頂いたトヨタ自動車(株)東富士研究所第 1車両技術部の長谷川純爾氏,小川由理恵氏他に 感謝する。

参考文献

- 添田修一: "頸椎軟部組織損傷の発生機序", MB Orthopedics, 6-12(1993), 25
- 2) 池田亀夫, 平林洌: "いわゆる鞭打ち損傷の問題点", 慶 応医学, 45-2(1968), 101
- 斉藤正也,添田修一: "Whiplash Injuryの後遺症", 11骨・ 関節・靱帯, 3-3(1990), 249, 国際図書出版
- Severy, D. M., et al. : "Controlled Automobile Rear End Collisions - An Investigation of Related Engineering and Medical Phenomena", Proc. Medical Aspects of Traffic Accidents, (1955), 152
- Szabo, Thomas J., et al. : "Human Occupant Kinematic Response to Low Speed Rear-End Impacts", (1994), SAE Pap. No.940532
- McConnell, Whitman E., et al. :"Human Head and Neck Kinematics After Low Velocity Rear-End Impacts -Understanding 'Whiplash'", (1995), SAE Pap. No.952724
- Svensson, Mats Y., et al. : "Pressure Effects in the Spinal Canal during Whiplash Extension Motion - A Possible Cause of Injury to the Cervical Spinal Ganglia", Proc. of 1993 Int. IRCOBI Conf. on the Biomechanics of Impact, (1993), p.189
- Scott, Michael W., et al. : "Comparison of Human and ATD Head Kinematics During Low-Speed Rearend Impacts", (1993), SAE Pap. No.930094

- Matsushita, Tomoyasu, et al.: "X-Ray Study of the Human Neck Motion due to Head Inertia Loading", (1994), SAE Pap No.942208
- 松下智康,他:"頭部の慣性荷重による頸部運動の連続 X線写真による分析",臨整外, 30-4(1995), 521
- Mertz, H. J. and Patrick, L. M. : "Strength and Response of the Human Neck", Proc. of the 15th Stapp Car Crash Conf., (1971), SAE Pap. No.710855
- Panjabi, M. M., et al. : "Cervical Spine Mechanics as a Function of Transection of Components", J. Biomechanics, vol.8 (1975), 327
- Yamada, H. : Strength of Biological Materials, (1970), the Williams & Wilkins Company
- McKenzie, J. A. and Williams, J. F. : "The Dynamic Behaviour of the Head and Cervical Spine during "Whiplash", J. Biomechanics, vol.4 (1971), 477
- 15) 松下智康,他:"低速追突時の頭部の慣性荷重による頸 部挙動のシミュレーション解析",自動車技術会学術講 演会前刷集,953(1995),133
- 16) Merill, Theodore, et al. : "Three-dimensional Response of a Lumped Parameter Head-neck Model due to Imapct and Impulsive Loading", J. Biomechanics, 17-2(1984), 81
- 17) Kleinberger, Michael : "Application of Finite Element Techniques to the Study of Cervical Spine Mechanics", (1993), SAE Pap. No 933131
- Dauvilliers, F. : "Development of a Finite Element Model of the Neck", (1994), SAE Pap. No.942210
- 19) Nitsche, Sven, et al. : "Validation of a Finite-Element-Model of the Human Neck", Proc. of 1996 Int. IRCOBI Conf. on the Biomechanics of Impact, (1996),107
- 20) Svensson, Mats Y., et al. : "The Influence of Seat-Back and Head- Restraint Properties on the Head-Neck Motion during Rear-Impact", Proc. of 1993 Int. IRCOBI Conf. on the Biomechanics of Impact, (1993), 395

著者紹介



古巣克也 Katsuya Furusu
 生年:1958年。
 所属:生体力学研究室。
 分野:人体の有限要素法による傷害解析。
 学会等:日本機械学会,自動車技術会会
 員。